

GERMAN
PATENT OFFICE

(21) File number: 196 26 924.5-44
(22) Date of filing of the application: July 4, 1996
(43) Publication date of the application: January 8, 1998
(45) Publication date of the grant of patent: August 19, 1999

DE 196 26 924 C 2

Oppositions may be lodged against the patent within 3 months from the date of the publication of the grant of the patent.

(73) Patent holder:
Epazon B.V., Rotterdam, NL

(75) Representative:
Patent Attorneys Sternagel & Fleischer, 51429 Bergisch
Gladbach

(72) Inventor:
Prof. Dr. Dr. Burkhard Lachmann, Rotterdam, NL;
Rajan, N. Govinda, Huizen, NL

(56) Patents examined in evaluating patentability:
DE 34 22 066 C2
DE 34 13 037 C2
DE 34 12 118 A1
US 41 27 121
WO 87 01 599

(54) Device for dispensing a respiratory gas

(57) Device for supplying respiratory gas for mobile use with at least one respiratory gas source (4), a control device (12) for the respiratory gas flow and a gas delivery system (6) for a controlled respiratory gas flow, where the gas delivery system (6) is connectable to at least one oxygen source (16), characterized by the fact that the respiratory gas source includes a fan driven by an electrical motor (4).

[figure]

Description

The invention relates to a device to supply a respiratory gas with at least one respiratory gas source, a control device for the respiratory gas flow and a gas delivery system for a controlled respiratory gas flow, where the gas delivery system is connectable to at least one oxygen source according to Claim 1.

Such devices are known both for ambulant emergency use and for stationary clinical use.

The respiratory gas source in stationary clinical use is normally a central supply of compressed air and/or oxygen with appropriate connecting points in the patient treatment and hospital rooms. The device itself is generally movable on rollers and has appropriate connecting lines allowing the device to be connected to the central respiratory gas source.

Simpler devices are normally used in ambulant emergency applications, where regular pressurized bottles for compressed air and/or oxygen serve as the respiratory gas source. The gas contained in the pressurized bottles is normally pressurized to about 200 bars.

In order to have a sufficient respiratory gas supply for at least one trip to the hospital, a compressed-gas bottle with a volume of 10 liters is required as a minimum. Because a full pressurized gas bottle is very bulky and heavy in particular, such devices are practical only for ambulant emergency use in motor vehicles or in a helicopter, for example.

In stationary applications a mixture of compressed air and oxygen is normally used as respiratory gas. Since with such a device, oxygen is almost always added in ambulant emergency use, two pressurized bottles are required as respiratory gas source, namely a compressed-air bottle and an oxygen bottle, adding further to the weight. In order to avoid such extra weight it is also known to take along only one oxygen bottle and to mix outside air with the oxygen from the pressurized container by designing flow paths that pass through a Venturi nozzle and to use this as respiratory gas.

The known devices also feature a mechanical or electronic control device allowing the respiratory gas flow to be controlled according to the required respiratory frequency.

One such device, for example, is known from WO 87/06142. The device described therein includes a display unit for monitoring the breathing activity of the patient. Right at the beginning of each inhalation the patient receives a volume pulse of oxygen. If the patient breathes irregularly or is not able to breathe spontaneously, the device supplies a continuous flow of oxygen.

Another device is known from EP-A-324 275, which includes a breathing apparatus and a breathing synchronization device. The device is intended to be used when a patient stops breathing, allowing for respiratory gas to be supplied to the patient from the breathing apparatus at specified intervals after the beginning of inhalation or exhalation. The synchronization device is connected to a display unit to monitor the breathing. The display unit records the physical impedance, electromyograms, chest movements and the like.

These known systems work satisfactorily as long as the patient is relatively healthy and the lungs are in relatively good condition. However, many patients are in bad condition or have atelectatic lungs, i.e. they do not fill completely with air, with the result that the oxygen administered at the beginning of the inhalation has little effect, if any. If a continuous flow of oxygen is administered for longer periods, the effect will be the opposite of that intended by the device, namely, to economize oxygen.

The purpose of the present invention is therefore to improve on the known device for supplying respiratory gas, in particular as far as oxygen consumption is concerned.

This purpose is achieved in the invention by a device of the type described above, which is characterized by the fact that the respiratory-gas source includes a mechanically driven fan. By designing the device according to the invention it is no longer necessary to transport large compressed-air bottles. With the device according to the invention, a 1-liter bottle is sufficient to supply a patient with the necessary oxygen for about 3 hours. Thanks to the small, handy 1-liter bottle, mobile operation of such a device becomes possible, in particular for ambulant use. A permanent installation in the vehicle is no longer required. This makes it possible to use such device also in other first-aid vehicles such as ambulances. With the help of a mechanical motor, the device according to the invention can be operated practically anywhere there is a power supply. When batteries are used it is even possible to design a device according to the invention in such a way that it can run for significant lengths of time with no external power supply. This could be useful when rescuing an injured person from a site inaccessible to motor vehicles, for example.

However, a drive system other than an electrical motor, e.g. a compressed-air drive, is also feasible. This is useful whenever the device is to be used in places where a compressed-air supply is available for other purposes but where the compressed air does not have the purity required for medical applications, e.g. when it contains oil. This may be the case, for example, when such devices are carried in large ambulances or on overseas airline flights.

In order to be able to use the device as a continuous breathing apparatus even when a patient stops breathing altogether it is useful if the device in operation can deliver a dynamic pressure more than 400 Pa greater than the ambient pressure, in particular about 600 Pa, on the receiver side of the gas delivery system.

Another such device according to the invention of the type can be used for respiration at Positive-End Expiratory Pressure (PEEP), while still being compact and easy to handle, provided the device also includes a backflow device and a valve connected to the control device for the respiratory gas flow, where the valve in a first operating position opens up most of the cross section of the gas delivery system in the direction of its receiver side and in a second operating position obstructs most of the cross section of the gas delivery system and/or connects it to the outside and where the valve in the first operating position obstructs most of the cross section of the backflow device and in a second operating position opens up most of it.

In order to separate the inhalation and exhalation flows as thoroughly as possible it is useful for the backflow to be connected to the gas delivery system near the receiver side.

In order to be able to use the breathing techniques PEEP and CPVP with minimal equipment it is useful for the device in operation to deliver a dynamic pressure higher than the ambient pressure at the receiver side of the gas delivery system whenever the valve is in the second operating position, in particular if in the process the dynamic pressure above the ambient pressure is regulated by a pressure control valve in the backflow device, where it is useful for the dynamic pressure to be approximately 50-200 Pa.

For minimal oxygen consumption it is useful for the device to include a dosing device to ensure the required supply of additional oxygen to the respiratory gas and for the control device to control the dosing device.

To ensure optimal coordination of the various components and to compensate for losses caused by leaks such as from a breathing mask, it is useful for the device to have at least one measuring system to determine at least one parameter of the supplied gas, where at least one such measuring system influences the control device.

The purpose is further achieved by a device of the type mentioned above which is characterized by at least one measuring system to determine at least one parameter of the supplied gas, where at least one such measuring system influences the control device, in particular by controlling the dosing device for the required supply of additional oxygen to the respiratory gas.

By designing the device of the type mentioned above in accordance with the invention it becomes possible to adjust the supply of respiratory gas as a function of the condition of the patient and the patient's needs, in particular the addition of oxygen to the respiratory gas.

Preferably, at least one such measuring system includes a gas-flow meter and/or a gas-pressure meter and/or a device for measuring the gas concentration, in particular the oxygen concentration, in the supplied gas.

The purpose is further achieved by a method for supplying respiratory gas to live organisms which is characterized by measuring at least one parameter of the supplied gas and adding a certain amount of oxygen as a function of at least one such measured parameter. This allows for optimization of oxygen consumption relative to the additional oxygen supply that is medically necessary.

Preferably a certain amount of oxygen is added after detection of a specified value for at least one such parameter, in particular at a certain time after detecting such a value, in particular at a certain time after detecting the beginning of the inhalation phase.

In an advantageous embodiment of the method the latter is characterized by the fact that the addition of a certain amount of oxygen is proportional to the maximum value of the respiratory gas flow and/or the respiratory gas pressure in a breathing cycle, in particular that the maximum value of the respiratory gas flow and/or the respiratory gas pressure is determined as the maximum value of the respiratory gas flow and/or the respiratory gas pressure in a previous breathing cycle, in particular the average of the maximum values of a certain number of prior breathing cycles.

Particularly low oxygen consumption can be achieved if the addition of a certain amount of oxygen to the respiratory gas is made dependent on the detected oxygen concentration level in the exhaled gas, in particular if the duration of the oxygen dispensed by the oxygen source is determined as a function of the detected oxygen concentration level in the exhaled gas.

Preferably the method is characterized by the use of a device according to the invention.

The additional respiratory gas supply to the patient can be ascertained on the basis of the parameter of the supplied gas flow detected by the measuring system. When the lungs are sufficiently open, with all dispensed breathing gas being transported to the air vesicles, oxygen is supplied to the patient in the form of pulses. Depending on the condition of the patient's lungs, the oxygen can be dispensed shortly after the beginning of inhalation or after a certain delay, e.g. if the lungs are very atelectatic or have collapsed. The expression "positive gas pressure" is used here for any pressure above a certain specified base pressure (atmospheric pressure or artificial ventilation pressure with positive-end expiratory pressure/PEEP) after spontaneous or forced inhalation. In contrast, the beginning of spontaneous inhalation is detected by a reduction in gas pressure.

In this specific time sequence oxygen replaces nitrogen and accumulates in the air vesicles after 1 or 2 minutes of artificial ventilation.

In the process it is unimportant whether the patient is able to breathe spontaneously or not. The oxygen is supplied as a function of the detected parameter. This embodiment of the invention may be used with practically all artificial ventilation and respiratory assistance systems, either through integration into the system or as an external accessory.

If the invention is used in connection with breathing assistance device supplying the patient with air or another respiratory gas during inhalation, a certain time delay in dispensing the oxygen from the oxygen source may be of advantage. The time delay can be set by a doctor on the device but preferably it is made dependent on the conditions of the lungs. The time delay may be determined, for example, as the average time until a certain percentage of a maximum value over a specified number of breathing cycles is reached, or depending on the constitution, the suppleness and functional residual capacity of the lungs.

The invention is explained below in greater detail by using the sample embodiments shown in the illustrations, namely:

Fig. 1 shows a schematic illustration of a device according to the invention

Fig. 2 shows a block diagram of another embodiment according to the invention of the device,

Fig. 3 shows a diagram with the device operating in a first operating mode and

Fig. 4 shows a diagram with the device operating in a second operating mode.

Fig. 1 shows a device 1 according to the invention for supplying a respiratory gas which can be connected to a patient 2. In the process purified air is taken in and conveyed from the outside via a suitable filter 3 by a mechanically driven fan 4, with the fan 4 serving as the respiratory gas source. A regular compressed-gas source may also serve as the respiratory gas source.

The volume flow conveyed by the fan 4 into a flow line 6 as gas delivery system and/or the pressure built

up in the gas delivery system 6 is adjustable via a valve 5. The valve 5 can assume at least 2 operating positions. In a first operating position of the valve 5 the latter opens up most of the cross section of the gas delivery system 6 in the direction of the receiver side 7. In a second operating position the valve 5 obstructs the cross section of the gas delivery system 6 completely or partially and/or connects the gas delivery system 6 to the outside, i.e. the gas delivery system 6 is vented.

The receiver side 7 of the gas delivery system 6 serves to connect the device 1 to the patient 2 and may e.g. be designed as a tubular device. It is also useful to integrate into the receiver side 7 a flow-rate meter 8 as gas flow meter.

In order to be able to use artificial ventilation, which is particularly advantageous for respiration in case of atelectatic lungs and to prevent the lungs from collapsing during exhalation against an excess pressure (PEEP/CPPV), it is useful to connect a line 9 as backflow device to the receiver side 7 of the gas delivery system 6.

In order to be able to set the valve 5 according to the spontaneous or controlled breathing of the patient 2, it is useful to also integrate a gas pressure meter 10 into the receiver side 7 of the gas delivery system 6.

The line 9 may contain a pressure relief valve 11 through which the line 9 vents in case a critical pressure is exceeded. Such a pressure relief valve 11 serves as a safety valve in case the valve 5 fails, particularly in its first operating position.

The signals of the measuring devices such as the rate-of-flow meter 8 or the gas pressure meter 10 are fed into a control device 12 that sends a control signal at least to the valve 5. An actuator 13, which may be a stepper motor electromagnet, is used for the purpose. Also, the actuator 13 can send feedback to the control device 12 regarding the position of the valve 5. The control device 12 may also control the fan 4, e.g. in order to minimize the power consumption of the device 1.

The valve 5 influences both the gas flow in the gas delivery system 6 and the backflow device 9. Downstream from the valve 5 a pressure control valve 14 is mounted at the end of the backflow device 9 which sets the desired excess pressure in the backflow device 9 against which the patient 2 is required to exhale. The pressure set via the pressure control valve 14 may be changed as needed directly or via the control device 12 and the corresponding actuator in the pressure control valve 14 in accordance with the medically desirable settings.

In order to make sure, above all in case the device 1 fails, that the patient 2 when inhaling is not supplied with previously exhaled respiratory gas, the direction of the gas flow can be forced e.g. via one non-return valve 15 each in the gas delivery system 6 and the backflow device 9. The non-return valves 15 may be e.g. conventional butterfly valves. Fig. 1 also shows the connection of an optional oxygen source 16 used to enrich the respiratory gas with oxygen. The details of such an arrangement with an oxygen source 16 are described below.

Fig. 2 shows a device 1 for dispensing a respiratory gas in accordance with a further development of the device according to the invention. To show precisely how it functions, a patient 2 is shown connected to the device 1. The shown device 1 includes a respiratory gas source, which either may contain a fan 4, as described above, or may take the form of a conventional breathing assistance device or respiration device. The breathing assistance device may e.g. be a stationary hospital device with all known particulars, e.g. volume and pressure control as well as patient monitor. Accordingly, the respiratory gas may be supplied in the traditional way via a central compressed-gas supply or pressurized bottles.

The shown device 1 also includes a rate-of-flow meter 8, a pressure meter 10, a control device 12 and an oxygen source 16. The control device 12 is connected to a control valve 17 as dosing device for measuring the amount of oxygen to be supplied. The control valve 17 is integrated into a gas line 18 connecting the oxygen source 16 to a gas delivery system 6 in the form of a tubular system. Also, a measuring device 19 for the oxygen concentration is located at the receiver side 7 of the tubular system 6.

The breathing assistance device 4 is connected to the patient 2 via a tubular system 6. The tubular system 6 includes a tube for inhalation and may be connected also to another tube 9 for exhalation. The use of an additional tube 9 for exhalation essentially depends on the type of the breathing assistance device 4 that is used. Only one tube is normally used for inhalation in portable devices for traumatology and for home use. The patient exhales directly into the ambient air through a valve. The tubular system 6 contains the rate-of-flow meter 8 and the pressure meter 10 to measure the gas volume flow to the patient 2 and the airway pressure in the patient 2. The measured values are transmitted to the control device 12 which controls the breathing assistance device 4 according to the measured values.

The control device 12 also controls the control valve 7 for adding oxygen from the oxygen source 16 to the patient 2 via a gas line 18 and the tubular system 6.

Fig. 3 shows a diagram representing the volume flow and pressure over two breathing cycles. The diagram shows how the device works with respect to volume control.

First the patient is supplied with a first inhalation volume flow 20A. The volume flow 20A is constant. After a short pause the first exhalation 20B takes place which in turn is followed by a second inhalation flow 20C and another exhalation 20D.

As can be seen from the diagram, the pressure P in the airways 22A increases while respiratory gas is supplied to the patient. When the flow stops the pressure starts to drop and falls further during exhalation 22B. The pressure drops to the atmospheric pressure or a higher pressure level if respiration takes place at positive-end expiratory pressure (PEEP). However, respiration at negative-end expiratory pressure (NEEP) is also possible. The same process is repeated during the second inhalation 22C and the second exhalation 22D.

In patients with Acute Respiratory Distress Syndrome (ARDS) closed respiratory cycles have no uniform time constants, which means variable characteristics in terms of flow resistance and suppleness. If oxygen is applied directly after the inhalation begins, vital parts of the lungs may possibly

still not be vented properly. In order to improve oxygen supply to the lungs using a minimum of oxygen, the supply of oxygen is delayed until the lungs are sufficiently open as shown by the pressure curve in 22A in Fig. 3. When a certain pressure P in relation to the maximum pressure is reached, oxygen is supplied, as shown by the black bars 24 and 26.

Fig. 4 essentially shows the same for a pressure-controlled operating mode. A first inhalation 32A and a second inhalation 32C takes place at a specified pressure level. A first and second exhalation 32B and 32C takes place at positive-end expiratory pressure (PEEP). The pressure pulse 32A specifies the inhalation flow 30A to the patient. The inhalation flow 30A is large at the beginning of the inhalation and then drops until exhalation 30B sets in. A second inhalation 30C and exhalation 30D takes place accordingly.

In this operating mode oxygen is supplied only when the gas flow reaches a specified percentage Φ_1 of the maximum gas flow indicated in Fig. 4 by black bars 34 and 36.

The measured maximum values in one breathing cycle or the calculated averages of several prior breathing cycles may be used as reference maximum values. When the gas flow or pressure reaches the percentage of the reference maximum specified by the doctor, oxygen is supplied. A combination of volume flow and pressure may also be used.

Instead of using certain volume flow or pressure values the doctor may also input a certain time delay or it may be calculated by the control device 12. As can be seen from Figures 3 and 4, oxygen is supplied after a certain time delay. The magnitude of this time delay is determined by the condition of the lungs and corresponds to a time sequence that ensures the best efficiency for supplying oxygen. Through lung measurements the physician may specify a certain time delay for supplying oxygen after the beginning of the inhalation. Alternatively the control device 12 may be programmed to calculate the time delay by measuring the volume flow and pressure. For example the control device can calculate an average for the time delay over a number of breathing cycles as shown in Figures 3 and 4 and then use the time delay that it calculated. For relatively healthy patients the time delay may also be set to a fixed value without adjustment to the individual lung condition, e.g. for device used in traumatology.

The same operating mode may be used for other operations of a breathing assistance device or respiration device, e.g. in case of breathing support. Also, respirators operated manually by medical personnel may be equipped accordingly.

Another possible actuating variable is the duration of the oxygen supply. This is controlled in such a way that it is long enough to supply oxygen to the appropriate parts of the lung, i.e. to the airways and air vesicles, but not so long that oxygen is exhaled again unused. This can be achieved by measuring the oxygen concentration in the exhaled air, e.g. with the oxygen concentration meter 19 in Fig. 1 or by way of the oxygen concentration of the blood (not shown).

Such highly developed breathing assistance devices or respirators can be equipped accordingly, but other arrangements are possible.

Patent Claims

1. Device for supplying respiratory gas for mobile use with at least one respiratory gas source (4), a control device (12) for the respiratory gas flow and a gas delivery system (6) for a controlled respiratory gas flow, where the gas delivery system (6) is connectable to at least one oxygen source (16), characterized by the fact that the respiratory gas source incorporates a fan (4) driven by an electrical motor.
2. Device according to Claim 1, characterized by the fact that the device in operation can deliver dynamic pressure 400 Pa greater than the ambient pressure on the receiver side (7) of the gas delivery system (6).
3. Device according to Claim 2, characterized by the fact that the dynamic pressure is approximately 600 Pa.
4. Device according to the general concept of Claim 1 or one of the previous Claims, characterized by the fact that the device also features a backflow device (9) and a valve (5) connected to the control device (12) for the respiratory gas flow, where the valve (5) in a first operating position opens up most of the cross section of the gas delivery system (6) in the direction of its receiver side (7) and in a second operating position obstructs most of the cross section of the gas delivery system (6) and/or connects it to the outside, and where the valve (5) in the first operating position obstructs most of the cross section of the backflow device (9) and in a second operating position opens up most of it.
5. Device according to Claim 4, characterized by the fact that the backflow device (9) is connected to the gas delivery system (6) near the receiver side (7).
6. Device according to one of the Claims 4 or 5, characterized by the fact that the device in operation delivers a dynamic pressure higher than the ambient pressure at the receiver side (7) of the gas delivery system (6) whenever the valve (5) is in the second operating position.
7. Device according to Claim 6, characterized by the fact that the dynamic pressure above the ambient pressure is regulated by a pressure control valve (14) in the backflow device (9) whenever the valve (5) is in the second operating position.
8. Device according to Claim 6 or 7, characterized by the fact that the dynamic pressure is about 50-200 Pa above the ambient pressure whenever the valve (5) is in the second operating position.
9. Device according to one of the previous Claims, characterized by including a dosing device (17) for the addition of extra oxygen to the respiratory gas and a control device (12) that influences the dosing device (17).
10. Device according to one of the previous Claims, characterized by having at least one measuring system (8, 10, 19) for determining at least one parameter of the supplied gas flow, where at least one such measuring system (8, 10, 19) influences the control device (12).
11. Device for dispensing a respiratory gas with at least one respiratory gas source (4), a control device (12)

DE 196 26 924 C2

for the respiratory gas flow and a gas delivery system (6) for the controlled respiratory gas flow, where the gas delivery system (6) can be connected to at least one oxygen source (16), characterized by having at least one measuring system (8,10, 19) for determining at least one parameter of the supplied gas flow, where at least one such measuring system (8,10, 19) influences the control device (12).

12. Device according to one of the Claims 9 to 11, characterized by having at least one measuring system (8, 10, 19) to determine at least one parameter of the supplied gas flow, where at least one such measuring system (8, 10, 19) influences the control device (12) that controls the dosing device (17) for the addition of extra oxygen to the respiratory gas.

13. Device according to one of the Claims 10 to 12, characterized by the fact that at least one such measuring system includes a gas flow meter (8).

14. Device according to one of the Claims 10 to 13, characterized by the fact that at least one such measuring system includes a gas pressure meter (10).

15. Device according to one of the Claims 10 to 14, characterized by the fact that at least one such measuring system includes a device (19) to determine the gas concentration in the gas flow.

16. Device according to one of the Claims 10 to 15, characterized by the fact that at least one such measuring system includes a device (19) to determine the oxygen concentration in the gas flow.

17. Method for supplying a respiratory gas to live organisms (2), characterized by the fact that it determines at least one parameter of the supplied gas and adds a certain amount of oxygen as a function of at least one such measured parameter.

18. Method according to one of the previous Claims, characterized by the fact that a certain amount of oxygen is added after detection of a specified value for at least one such parameter.

19. Method according to one of the previous Claims, characterized by the fact that the addition of a certain amount of oxygen takes place at a certain time after detecting a specified value for at least one such parameter.

20. Method according to one of the previous Claims, characterized by the fact that the addition of a certain amount of oxygen takes place at a certain time after detecting the beginning of an inhalation phase.

21. Method according to one of the previous Claims, characterized by the fact that the addition of a certain amount of oxygen is proportional to the maximum value of the respiratory gas flow and/or the respiratory gas pressure in one breathing cycle.

22. Method according to Claim 21, characterized by the fact that the maximum value of the respiratory gas flow and/or the respiratory gas pressure is determined as the maximum value of the respiratory gas flow and/or the respiratory gas pressure in a previous breathing cycle.

23. Method according to Claim 21 or 22, characterized by the fact that the maximum value of the respiratory gas flow and/or the respiratory gas pressure is determined as the average of the maximum values of the respiratory gas flow and/or respiratory gas pressure of a certain number of prior breathing cycles.

24. Method according to one of the previous Claims, characterized by the fact that the addition of a certain amount of oxygen to the respiratory gas is dependent on the detected value of oxygen concentration in the exhaled gas.

25. Method according to one of the previous Claims, characterized by the fact that the duration of the oxygen supply from the oxygen source (16) is determined depending on the detected value of oxygen concentration in the exhaled gas.

26. Method according to one of the previous Claims, characterized by the use of device according to one of the Claims 1 to 16.

See 3 pages of drawings.

[page left blank]

DRAWINGS PAGE 1

DE 196 26 924 C2

Number: DE 196 26 924 C2

Int. Cl.⁶: A 61 M 16/00

Date of publication: August 19, 1999

[see source for drawings]

DRAWINGS PAGE 2

DE 196 26 924 C2

Number: DE 196 26 924 C2

Int. Cl.⁷: A 61 M 16/00

Date of publication: August 19, 1999

[see source for drawings]

DRAWINGS PAGE 3

DE 196 26 924 C2

Number: DE 196 26 924 C2

Int. Cl.⁵: A 61 M 16/00

Date of publication: August 19, 1999

[see source for drawings]

⑪ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

Offenlegungsschrift

DE 196 26 924 A 1

⑫ Int. Cl.:-
A61 M 16/00
A61 M 18/12
A61 B 5/05
A61 F 17/00
G05 D 11/055

⑬ Aktenzeichen: 196 26 924.5
⑭ Anmeldetag: 4. 7. 96
⑮ Offenlegungstag: 8. 1. 98

*Vol. +
Kategorie
Cantale*

DE 196 26 924 A 1

⑰ Anmelder:

Epson B.V., Rotterdam, NL

⑱ Vertreter:

Patentanwält Dr. Sternagel & Fleischer, 51428
Bergisch Gladbach

⑳ Erfinder:

Lachmann, Burkhard, Prof. Dr.Dr., Rotterdam, NL;
Rajan, N. Govinda, Huizen, NL

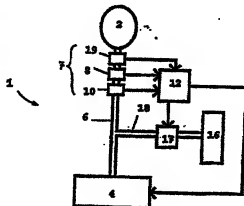
㉑ Entgegenhaltungen:

DE	34 22 086 C3
DE	34 13 037 C2
DE	34 12 118 A1
US	41 27 121
WO	87 01 599

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

㉒ Gerät zur Bereitstellung eines Atemgases

Es wird ein Gerät zur Bereitstellung eines Atemgases mit wenigstens einer Atemgasquelle (4), einer Steuerung (12) für den Atemgasstrom und eine Atemgasfördereinrichtung (8) für den gesteuerten Atemgasstrom vorgeschlagen, wobei die Gasfördereinrichtung (8) mit wenigstens einer Sauerstoffquelle (16) verbunden ist, bei dem die Atemgasquelle ein motorisch angetriebenes Gebläse (6) umfasst, sowie ein solches Gerät, bei dem wenigstens eine Meßeinrichtung (8, 10, 15) zur Bestimmung wenigstens eines Parameters des geförderten Gasstromes vorgesehen ist, wobei die wenigstens eine Meßeinrichtung (8, 10, 15) die Steuerung (12) beeinflusst, und ein Verfahren zur Bereitstellung eines Atemgases für Lebewesen (2).



DE 196 26 924 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

DE 196 26 924 A 1 (1998) 04 07 1998 0000 0000

11/98

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Gerät zur Bereitstellung eines Atemgases mit wenigstens einer Atemgasquelle, einer Steuerung für das Atemgasstrom und einer Gasfördereinrichtung für den gesteuerten Atemgasstrom, wobei die Gasfördereinrichtung mit wenigstens einer Sauerstoffquelle verbindbar ist.

Solche Geräte sind sowohl für den ambulanten Notfall-einsatz als auch für den stationären klinischen Einsatz bekannt.

Als Atemgasquelle dient bei stationärem klinischen Einsatz üblicherweise eine zentrale Druckluft- oder Sauerstoffversorgung mit entsprechenden Anschlüssen in den Behandlungsräumen und Krankenzimmern. Die Geräte selbst sind üblicherweise auf Rollen beweglich und weisen entsprechende Anschlußleitungen auf, mit denen die Geräte an die zentrale Atemgasquelle anschließbar sind.

Für den Einsatz solcher Geräte für den ambulanten Notfall-einsatz kommen in der Regel einfachere Geräte zur Anwendung. Dabei dienen als Atemgasquelle übliche Druckgasflaschen für Druckluft und/oder Sauerstoff. Das in den Druckgasflaschen enthaltene Gas wird üblicherweise unter einem Überdruck von etwa 200 bar abgefließt.

Um zumindest für einen Transport in ein Krankenhaus ausreichendes Atemgasvorrat zur Verfügung zu haben, ist zumindest eine solche Druckgasflasche mit einem Füllvolumen von 10 l erforderlich. Durch die sperrigen Abmessungen und insbesondere das hohe Gewicht einer solchen gefüllten Druckgasflasche ist ein solches Gerät für den ambulanten Notfall-einsatz nur zum Einsatz in Fahrzeugen oder z. B. einem Hubschrauber praktisch möglich.

Im stationären Einsatz wird üblicherweise ein Gemisch von Druckluft und Sauerstoff als Atemgas verwendet. Da im ambulanten Notfall-einsatz bei einem solchen Gerät praktisch immer Sauerstoff zugeführt wird, sind dementsprechend zwei Druckgasflaschen als Atemgasquelle erforderlich, nämlich eine Preßluftflasche und eine Sauerstoffflasche, was zu einer weiteren Gewichtserhöhung führt. Um eine solche Gewichtserhöhung zu vermeiden, ist es auch bekannt, lediglich eine Sauerstoffflasche mitzuführen und durch entsprechende Ausbildung von Strömungswegen über eine Venturiartige Umgebungsluft mit dem Sauerstoff aus der Druckgasflasche zu vermischen und als Atemgas zu verwenden.

Ferner weisen die bekannten Geräte noch eine mechanische oder elektronische Steuerung auf, über die der Atemgasstrom entsprechend der erforderlichen Beatmungsfrequenz steuerbar ist.

Ein Gerät der eingangs erwähnten Art ist beispielsweise aus der WO 27/6342 bekannt. Das dort offenbarte Gerät umfaßt einen Monitor zur Überwachung der Atemtätigkeit eines Patienten. Direkt am Beginn einer jeden Einatmung wird an den Patienten ein Volumenimpuls an Sauerstoff abgegeben. Wenn der Patient unregelmäßig atmet oder überhaupt nicht spontan atmen kann, stellt das Gerät einen kontinuierlichen Sauerstofffluß bereit.

Ein anderes Gerät ist aus der EP-A-324 275 bekannt, das ein Beatmungsgerät und eine Atemsynchronisation umfaßt. Das Gerät ist für die Verwendung bei Atemstillstand vorgesehen, wobei ein Atemgas von dem Beatmungsgerät an den Patienten abgegeben werden kann zu ausgewählten Zeiten nach Beginn des Einatmens oder Ausatmens. Die Synchronisationseinrichtung ist

mit einem Monitor zur Überwachung der Atmung verbunden. Der Monitor erfaßt die Körperimpedanz, Elektromyogramme, Brustkorbbewegungen und dergleichen.

Diese bekannten Systeme arbeiten zufriedenstellend, solange der Patient relativ gesund ist und sich seine Lungen in einem verhältnismäßig guten Zustand befinden. Jedoch sind viele Patienten in schlechtem Zustand oder haben atelektatische Lungen, d. h. diese sind nicht vollständig mit Luft gefüllt, so daß der am Beginn der Einatmung verabreichte Sauerstoff nur einen geringen Effekt hat, falls überhaupt. Wird für längere Zeit ein kontinuierlicher Strom an Sauerstoff zugegeben, wird der Zweck des Gerätes, nämlich Sauerstoff zu sparen, im Gegenteil verkehrt.

Es ist daher Ziel der vorliegenden Erfindung, bekannte Geräte zur Bereitstellung eines Atemgases zu verbessern, insbesondere hinsichtlich des Sauerstoffverbrauches.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Gerät der eingangs erwähnten Art, das dadurch gekennzeichnet ist, daß die Atemgasquelle ein motorisch angetriebenes Gebläse umfaßt. Durch die erfindungsgemäße Ausbildung des Gerätes ist das Führen großer Druckgasflaschen nicht mehr erforderlich. Für den medizinisch notwendigen Sauerstoffbedarf reicht bei einem erfindungsgemäßen Gerät eine 1-Liter-Flasche für eine Versorgung eines Patienten von etwa 3 Stunden. Aufgrund der kleinen handlichen 1-Liter-Flasche ist es somit möglich, ein solches Gerät, insbesondere im ambulanten Einsatz, auch mobil zu betreiben, insbesondere ist ein fester Einbau in Fahrzeuge nicht mehr erforderlich. Dies ermöglicht auch den Einsatz eines solchen Gerätes auch bei anderen Hilfsfahrzeugen als Rettungswagen. Ein erfindungsgemäßes Gerät kann bei Einsatz eines Elektromotors praktisch überall betrieben werden, wo die Möglichkeit einer Stromversorgung besteht. Bei entsprechender Ausstattung mit Akkumulatoren ist es sogar möglich, ein erfindungsgemäßes Gerät so auszubilden, daß das Gerät eine Zeitlang völlig ohne fremde Energieversorgung auskommt. Dies kann z. B. zweckmäßig sein bei der Bergung von Verletzten aus unwegsamem Gelände.

Es kann aber auch ein anderer Antrieb als über einen Elektromotor vorgesehen sein, z. B. ein Druckluftantrieb. Dies ist dann zweckmäßig, wenn das Gerät an Orten eingesetzt werden soll, wo aus anderen Gründen eine Druckluftversorgung gewährleistet ist, die Druckluft jedoch nicht die für die medizinische Behandlung erforderliche Reinheit aufweist, z. B. ölhaltig ist. Dies könnte z. B. der Fall sein in Ambulanz-Großfahrzeugen oder bei Mittfuhren eines solchen Gerätes auf Übersee-Flügen in Verkehrsflugzeugen.

Um das Gerät als Dauerbeatmungsgerät auch bei völligem Ausfall der Atmung eines Patienten einsetzen zu können, ist es zweckmäßig, wenn das Gerät im Betrieb an einem verbrauchsseitigen Ende der Gasfördereinrichtung gegenüber dem Umgebungsdruck einen Staudruck von mehr als 400 Pa, insbesondere von etwa 600 Pa, liefern kann.

Ein weiteres erfindungsgemäßes Gerät der eingangs erwähnten Art kann bei dennoch kompakten Aufbau und einfacher Handhabung für eine Beatmung mit positiv-endexpiratorischem Druck (PEEP) eingesetzt werden, wenn das Gerät ferner eine Rückstromeinrichtung und eine Ventileinrichtung umfaßt, die mit der Steuerung für den Atemgasstrom verbunden ist, wobei die Ventileinrichtung in einer ersten Betriebsstellung den

Querschnitt der Gasförderleitung in Richtung auf dessen verbraucherseitiges Ende im wesentlichen freiligt und in einer zweiten Betriebsstellung den Querschnitt der Gasförderleitung überwiegend verschließt und/oder mit der Umgebung verbindet und wobei die Ventileinrichtung in der ersten Betriebsstellung den Querschnitt der Rückströmeinrichtung im wesentlichen verschließt und in der zweiten Betriebsstellung im wesentlichen freiligt.

Um Inspirationsstrom und Expirationsstrom möglichst wirkungsvoll zu trennen, ist es zweckmäßig, daß die Rückströmeinrichtung in der Nähe des verbraucherseitigen Endes der Gasförderleitung mit dieser verbunden ist.

Um mit geringstmöglichen apparativen Aufwand die Bestimmungstechniken PEEP und CPV einsetzen zu können, ist es zweckmäßig, wenn das Gerät im Betrieb an dem verbraucherseitigen Ende der Gasförderleitung einen Saugdruck über dem Umgebungsdruck liefert, wenn sich die Ventileinrichtung in der zweiten Betriebsstellung befindet, insbesondere wenn dabei der Saugdruck über dem Umgebungsdruck durch ein Druckregelventil in der Rückströmeinrichtung eingestellt wird, wobei der Saugdruck zweckmäßigerweise etwa 50–200 Pa beträgt.

Für einen minimalen Sauerstoffverbrauch ist es zweckmäßig, wenn das Gerät ferner eine Dosiereinrichtung zur Zuzusammensetzung einer fördernden Sauerstoffmenge zu dem Atemgas umfaßt und die Steuerung die Dosiereinrichtung beeinflußt.

Zur optimalen Abstimmung der Komponenten und z. B. zum Ausgleich von Verlusten durch Undichtigkeiten, z. B. an einer Atemmaske, ist es zweckmäßig, wenn das Gerät gekennzeichnet ist durch wenigstens eine Meßeinrichtung zur Bestimmung wenigstens eines Parameters des geförderten Gases, wobei die wenigstens eine Meßeinrichtung die Steuerung beeinflußt.

Die Aufgabe wird ferner gelöst durch ein Gerät der eingangs erwähnten Art, das gekennzeichnet ist durch wenigstens eine Meßeinrichtung zur Bestimmung wenigstens eines Parameters des geförderten Gases, wobei die wenigstens eine Meßeinrichtung die Steuerung beeinflusst, insbesondere über die Steuerung die Dosiereinrichtung zur Zuzusammensetzung des zu fördernden Sauerstoffes zu dem Atemgas beeinflußt wird.

Durch die erfindungsgemäße Ausbildung des Gerätes der eingangs erwähnten Art ist es nunmehr möglich, die Zufuhr von Atemgas in Abhängigkeit von dem Zustand des Patienten und seinen Bedürfnissen einzustellen, insbesondere auch die Zugabe von Sauerstoff zum Atemgas.

Zweckmäßigerweise umfaßt die wenigstens eine Meßeinrichtung eine Gasstrommeßeinrichtung und/oder eine Gasdruckmeßeinrichtung und/oder eine Einrichtung zur Bestimmung einer Gaskonzentration, insbesondere einer Sauerstoffkonzentration, in dem geförderten Gas.

Die Aufgabe wird ferner gelöst durch ein Verfahren zur Bereitstellung eines Atemgases für Lebewesen, das gekennzeichnet ist durch Erfassen wenigstens eines Parameters des geförderten Gases und zur Messung einer bestimmten Menge an Sauerstoff in Abhängigkeit von dem wenigstens einen erfaßten Parameter. Dadurch ist eine Optimierung des Sauerstoffverbrauches im Verhältnis zu der medizinisch notwendigen Zuzusammensetzung an Sauerstoff möglich.

Vorzugsweise erfolgt die Zuzusammensetzung einer bestimmten Menge an Sauerstoff nach Erfassen eines vorbe-

stimmten Wertes für den wenigstens ein Parameter, insbesondere zu einem bestimmten Zeitpunkt nach Erfassen eines solchen Wertes, insbesondere zu einem bestimmten Zeitpunkt nach Erfassen des Beginns einer Einatemungsphase.

In einer vorteilhaften Ausgestaltung des Verfahrens ist dieses dadurch gekennzeichnet, daß die Zuzusammensetzung einer bestimmten Menge an Sauerstoff proportional zu einem Spitzenwert eines Atemgasstromes und/oder eines Atemgasdruckes in einem Atemzyklus erfolgt, insbesondere daß der Spitzenwert des Atemgasstromes und/oder des Atemgasdruckes bestimmt wird als Spitzenwert des Atemgasstromes und/oder Atemgasdruckes in einem vorhergehenden Atemzyklus, insbesondere als Mittelwert der Spitzenwerte einer bestimmten Anzahl vorhergehender Atemzyklen.

Ein besonders geringer Sauerstoffverbrauch läßt sich erreichen, wenn die Zuzusammensetzung einer bestimmten Menge Sauerstoff zu dem Atemgas erfolgt in Abhängigkeit von einem erfaßten Wert der Sauerstoffkonzentration in dem ausgetretenen Gas, insbesondere wenn die Dauer der Sauerstoffabgabe der Sauerstoffquelle bestimmt wird in Abhängigkeit von einem erfaßten Wert der Sauerstoffkonzentration in dem ausgetretenen Gas.

Vorteilhafterweise ist das Verfahren gekennzeichnet durch die Verwendung eines erfindungsgemäßen Gerätes.

Anhand des von der Meßeinrichtung erfaßten Parameters des geförderten Gasstromes kann die Atemgaszufuhr zu dem Patienten erfaßt werden. Wenn die Lunge ausreichend geöffnet ist, so daß alles zugeführte Atemgas zu den Lungenbläschen transportiert wird, wird Sauerstoff impulsförmig an den Patienten abgegeben. In Abhängigkeit von dem Zustand der Lunge des Patienten kann die Zufuhr von Sauerstoff kurz nach Beginn des Einatmens oder mit einer geeigneten Verzögerung erfolgen, z. B. wenn die Lunge stark atelektatisch oder kollabiert ist. Der Ausdruck "positiver Gasdruck" wird hier verwendet für einen Druck oberhalb eines vorbestimmten Grunddrucks (atmosphärischer Druck oder Überdruck bei Beatmung mit positiv-end-expiratorischem Druck/PEEP) nach dem spontanen oder erzwungenen Einatmen. Im Gegensatz dazu erfolgt die Erkennung des Beginns eines spontanen Einatmens durch eine Abnahme des Gasdrucks.

Bei diesem speziellen Zeitverhalten ersetzt Sauerstoff Stickstoff und akkumuliert in den Lungenbläschen innerhalb von 1 oder 2 Minuten Bestimmung.

Dabei spielt es keine Rolle, ob der Patient spontan atmet oder nicht. Die Versorgung mit Sauerstoff erfolgt entsprechend dem ermittelten Parameter. Diese Ausführungsform der Erfindung kann praktisch mit allen Beatmungs- und Atemhilfssystemen eingesetzt werden, entweder durch Einbau in das System oder als externer Zubehörgart.

Wenn die Erfindung in Verbindung mit einem Atemhilfsgerät eingesetzt wird, das einen Patienten mit Luft oder einem anderen Atemgas während des Einatmens versorgt, kann die Verwendung einer bestimmten Zeitverzögerung für die Zugabe des Sauerstoffes aus der Sauerstoffquelle vorteilhaft sein. Die Zeitverzögerung kann durch einen Arzt am Gerät fest eingestellt sein, erfolgt jedoch vorzugsweise entsprechend dem Zustand der Lungen. Die Verzögerungszeit kann z. B. bestimmt werden als Durchlaufzeit zum Erreichen eines bestimmten Prozentsatzes eines Spitzenwertes über eine vorangewählte Anzahl von Atemzyklen oder in Abhängigkeit von der Verfärschung der Nachgiebigkeit und

der funktionellen Residualkapazität der Lunge bestimmt werden.

Die Erfindung soll im folgenden anhand von in den Zeichnungen dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert werden.

Es zeigen:
Fig. 1 eine schematische Darstellung einer erfindungsgemäßen Vorrichtung.

Fig. 2 ein Blockschaltbild einer weiteren erfindungsgemäßen Ausgestaltung der Vorrichtung.

Fig. 3 ein Diagramm, das den Betrieb des Gerätes in einer ersten Betriebsweise darstellt und

Fig. 4 ein Diagramm, das die Betriebsweise des Gerätes in einer zweiten Betriebsart darstellt.

Fig. 1 zeigt ein erfindungsgemäßes Gerät 1 zur Bereitstellung eines Atemgases, das mit einem Patienten 2 verbunden werden kann. Dabei wird über ein geeignetes Filter 3 gereinigte Luft von einem motorisch angetriebenen Gebläse 4 aus der Umgebung angesaugt und gefördert, wobei das Gebläse 4 als Atemgasquelle dient. Als Atemgasquelle kann auch eine übliche Druckgasquelle verwendet werden.

Über eine Ventileinrichtung 5 kann der von dem Gebläse 4 in eine Vorlaufleitung 6 als Gasfördereinrichtung geförderte Volumenstrom bzw. der in der Gasfördereinrichtung 6 auftretende Druck eingestellt werden. Die Ventileinrichtung 5 kann wenigstens 2 Betriebsstellungen einnehmen. In einer ersten Betriebsstellung der Ventileinrichtung 5 gibt diese den Querschnitt der Gasfördereinrichtung 6 in Richtung auf ein verbraucherseitiges Ende 7 im wesentlichen frei. In einer zweiten Betriebsstellung verschließt die Ventileinrichtung 5 den Querschnitt der Gasfördereinrichtung 6 ganz oder teilweise und/oder verbindet die Gasfördereinrichtung 6 mit der Umgebung, d. h. die Gasfördereinrichtung 6 wird entlüftet.

Das verbraucherseitige Ende 7 der Gasfördereinrichtung 6 dient zur Verbindung des Gerätes 1 mit dem Patienten 2 und kann z. B. als Tubuseinrichtung ausgebildet sein. Zweckmäßigerweise ist in das verbraucherseitige Ende 7 zugleich ein Durchflußmeßgerät 8 als Gasstrommeßeinrichtung integriert.

Um das zur Beatmung bei atelektatischer Lunge und zur Vermeidung eines Lungenkollapses besonders vorteilhafte Beatmungsverfahren mit Ausatmung gegen einen Überdruck (PEEP/CPVP) anwenden zu können, ist zweckmäßigerweise eine Leitung 9 als Rückschleimrichtung mit dem verbraucherseitigen Ende 7 der Gasfördereinrichtung 6 verbunden.

Um dabei die Ventileinrichtung 5 entsprechend der spontanen oder gesteuerten Atmung des Patienten 2 einstellen zu können, ist es zweckmäßig, ferner eine Gasdruckmeßeinrichtung 10 in das verbraucherseitige Ende 7 der Gasfördereinrichtung 6 zu integrieren.

In die Leitung 9 kann ein Druckbegrenzungsventil 11 integriert sein, über das die Leitung 9 bei Überschreiten eines kritischen Druckes entlüftet wird. Ein solches Druckbegrenzungsventil 11 dient als Sicherheitsventil für den Fall des Versagens der Ventileinrichtung 5, insbesondere in seiner ersten Betriebsstellung.

Die Signale von Meßeinrichtungen, wie dem Durchflußmeßgerät 8 oder der Gasdruckmeßeinrichtung 10, werden einer Steuerung 12 zugeführt, die zumindest die Ventileinrichtung 5 mit einem Steuersignal beaufschlagt. Dazu dient ein Stellglied 13, das z. B. durch einen Schrittmotor oder einen Elektromagneten gebildet sein kann. Ferner kann eine Rückmeldung von dem Stellglied 13 über die Position der Ventileinrichtung 5 an

die Steuerung 12 erfolgen. Ferner kann die Steuerung 12 auch eine Beeinflussung des Gebläses 4 umfassen, z. B. um den Stromverbrauch des Gerätes 1 zu minimieren.

Die Ventileinrichtung 5 umfaßt dabei sowohl eine Beeinflussung des Gastromes in der Gasfördereinrichtung 6 als auch in der Rückschleimrichtung 9. Stromabfluß von der Ventileinrichtung 5 ist am Ende der Rückschleimrichtung 9 als Druckregelventil 14 angeordnet, das in der Rückschleimrichtung 9 den erwünschten Überdruck einstellt, gegen den der Patient 2 ausatmen soll. Zweckmäßigerweise kann der Druck, der über das Druckregelventil 14 eingestellt wird, direkt oder über die Steuerung 12 und ein entsprechendes Stellglied in dem Druckregelventil 14 entsprechend den medizinisch erwünschten Vorgaben verändert werden.

Um insbesondere bei Ausfall des Gerätes 1 sicherzustellen, daß der Patient 2 beim Einatmen nicht wieder mit zuvor ausgestemtem Atemgas versorgt wird, kann z. B. über je ein Rückschlagventil 15 in der Gasfördereinrichtung 6 und der Rückschleimrichtung 9 eine Richtung des Gastromes erzwingen werden. Die Rückschlagventile 15 können dabei z. B. durch herkömmliche Klappenventile gebildet sein. Ferner ist in Fig. 1 noch der Anschluß einer optionalen Sauerstoffquelle 16 angedeutet, mit deren Hilfe das Atemgas mit Sauerstoff angereichert werden kann. Einzelheiten einer solchen Anordnung mit einer Sauerstoffquelle 16 werden nachfolgend beschrieben.

In Fig. 2 ist ein Gerät 1 zur Bereitstellung eines Atemgases gemäß einer weiteren erfindungsgemäßen Ausgestaltung der Vorrichtung dargestellt. Zur Verdeutlichung der Funktionsweise ist ein mit dem Gerät 1 verbundener Patient 2 mit dargestellt. Das dargestellte Gerät 1 umfaßt eine Atemgasquelle, die entweder ein Gebläse 4 umfassen kann, wie es zuvor beschrieben wurde, oder durch ein herkömmliches Atemhilfsgerät oder Beatmungsgerät gebildet werden kann. Das Atemhilfsgerät kann z. B. ein stationäres Krankengerät sein mit allen bekannten Besonderheiten, z. B. Volumen- und Druckregelung sowie Patienten-Monitor. Das Atemgas kann dementsprechend in herkömmlicher Weise über eine zentrale Druckgasversorgung oder Druckflaschen bereitgestellt werden.

Das dargestellte Gerät 1 umfaßt ferner ein Durchflußmeßgerät 8, eine Druckmeßeinrichtung 10, eine Steuerung 12 und eine Sauerstoffquelle 16. Die Steuerung 12 ist mit einem Steuerventil 17 als Dosiereinrichtung für die zur Messung einer fördernden Sauerstoffmenge verbunden. Das Steuerventil 17 ist in eine Gasleitung 18 integriert, die die Sauerstoffquelle 16 mit einer als Tubussystem ausgebildeten Gasfördereinrichtung 6 verbindet. Ferner ist in dem verbraucherseitigen Ende 7 des Tubussystems 6 noch eine Meßeinrichtung 19 für die Sauerstoffkonzentration angeordnet.

Das Atemhilfsgerät 4 ist mit dem Patienten 2 über eine Tubuseinrichtung 6 verbunden. Die Tubuseinrichtung 6 umfaßt einen Tubus für das Einatmen und kann ferner mit einem weiteren Tubus 9 zum Ausatmen verbunden sein. Die Verwendung eines zusätzlichen Tubus 9 zum Ausatmen hängt im wesentlichen von der Art des verwendeten Atemhilfsgerätes 4 ab. Bei tragbaren Geräten für die Unfallmedizin und den Hausgebrauch wird üblicherweise nur ein Tubus zum Einatmen verwendet. Der Patient atmet durch ein Ventil direkt in die Umgebung aus. In dem Tubussystem 6 sind das Durchflußmeßgerät 8 und die Druckmeßeinrichtung 10 angeordnet, um den Gasvolumenstrom zu dem Patienten 2 und

den Atemwegsdruck in dem Patienten 2 zu bestimmen. Die gemessenen Werte werden an die Steuerung 12 übertragen, die das Atemhilfsgerät 4 entsprechend den gemessenen Werten steuert.

Die Steuerung 12 steuert ferner das Steuerventil 7 zur Zugabe von Sauerstoff aus der Sauerstoffquelle 16 an den Patienten 2 über eine Gasleitung 18 und das Tubus-system 6.

Fig. 3 zeigt ein Diagramm, in dem der Volumenstrom und der Druck über 2 Atemzyklen dargestellt ist. Das Diagramm zeigt, wie das Gerät volumengesteuert arbeitet.

Zunächst wird dem Patienten ein erster Einatemungs-Volumenstrom 20A zugeführt. Der Volumenstrom 20A ist konstant. Nach einer kurzen Pause erfolgt eine erste Ausatmung 20B, die wiederum durch einen zweiten Einatemungsstrom 20C und ein weiteres Ausatmen 20D gefolgt wird.

Wie aus dem Druckdiagramm erkennbar ist, steigt der Druck P in den Atemwegen 22A, während dem Patienten Atemgas zugeführt wird. Während der Förderpause beginnt der Druck zu fallen und fällt weiter während des Ausatmens 22B. Der Druck fällt bis auf Atmosphärendruck oder ein erhöhtes Druckniveau ab, wenn eine Beatmung mit positiv-endexpiratorischem Druck (PEEP) erfolgt. Es kann jedoch auch eine Beatmung mit negativ-endexpiratorischem Druck (NEEP) verwendet werden. Entsprechend wiederholt sich der Vorgang während des zweiten Einatmens 22C und dem zweiten Ausatmen 22D.

Bei einem Patienten mit akuter respiratorischer Insuffizienz (ARDS) haben geschlossene Atemzyklen keine gleichförmigen Zeitkonstanten, d.h. unterschiedliche Charakteristika des Strömungswiderstandes und der Nachgiebigkeit. Wenn Sauerstoff direkt nach Beginn des Einatmens appliziert wird, sind vitale Teile der Lunge möglicherweise noch nicht wirksam belüftet. Um die Zugabe von Sauerstoff in die Lungen unter Verwendung eines Minimums an Sauerstoff zu verbessern, wird die Zugabe von Sauerstoff verzögert, bis die Lungen ausreichend geöffnet sind, wie es durch die Druckkurve in 22A in Fig. 3 angezeigt wird. Wenn ein bestimmter Druck P_i im Verhältnis zu dem maximalen Druck erreicht ist, wird Sauerstoff zugegeben, wie es durch die schwarzen Balken 24 und 26 dargestellt ist.

Fig. 4 zeigt im wesentlichen das gleiche für eine druckgesteuerte Betriebsart. Ein erstes Einatmen 32A und ein zweites Einatmen 32C findet bei einem vorherbestimmten Druckniveau statt. Ein erstes und zweites Ausatmen 32B und 32C erfolgt bei einem positiv-endexpiratorischen Druck (PEEP). Der Druckimpuls 32A bedingt einen Einatemungsstrom 30A an den Patienten. Der Einatemungsstrom 30A ist am Beginn des Einatmens groß und nimmt dann ab, bis die Ausatmung 30B einsetzt. Entsprechend folgt ein zweites Einatmen 30C und Ausatmen 30D.

Bei dieser Betriebsart wird Sauerstoff erst zugegeben, wenn der Gastrom einen vorbestimmten Prozentsatz Φ_1 des maximalen Gastroms erreicht, was durch die schwarzen Balken 34 und 36 in Fig. 4 gekennzeichnet ist.

Die gemessenen maximalen Werte in einem Atemzyklus oder die berechneten Mittelwerte mehrerer vorhergehender Atemzyklen können als Referenzmaxima verwendet werden. Wenn der Gastrom oder Druck den durch einen Arzt voreingestellten Prozentsatz des Referenzmaximums erreicht, wird Sauerstoff zugegeben. Ferner kann auch eine Kombination von Volumen-

strom und Druck verwendet werden.

Anstelle der Verwendung bestimmter Volumenstrom- oder Druckwerte kann auch eine bestimmte Zeitverzögerung durch den Arzt eingegeben oder durch die Steuerung 12 berechnet werden. Wie aus den Fig. 3 und 4 zu erkennen ist, erfolgt die Zugabe von Sauerstoff nach einer gewissen Zeitverzögerung. Die Größe dieser Zeitverzögerung wird bestimmt durch den Zustand der Lunge und entspricht einem Zeitverhältnis, das die beste Effizienz bei der Zugabe von Sauerstoff gewährleistet. Anhand der Messungen der Lunge kann ein Arzt eine bestimmte Zeitverzögerung nach Beginn des Einatmens für die Zugabe von Sauerstoff festlegen. Alternativ kann die Steuerung 12 programmiert sein, um die Zeitverzögerung anhand der Messungen des Volumenstromes und des Druckes zu berechnen. Beispielsweise kann die Steuerung einen Mittelwert für die Zeitverzögerung über eine Anzahl von Atemzyklen, wie sie in den Fig. 3 und 4 dargestellt sind, berechnen und dann die berechnete Zeitverzögerung verwenden. Für verhältnismäßig gesunde Patienten kann die Zeitverzögerung auch auf einen festen Wert ohne Anpassung an die individuelle Lungenkonstruktion eingestellt sein, z.B. für Geräte, die in der Unfallmedizin verwendet werden.

Die gleiche Betriebsweise kann verwendet werden für andere Betriebsarten eines Atemhilfsgerätes oder eines Beatmungsgerätes, z.B. bei der Atemunterstützung. Ferner können auch durch medizinisches Personal manuell bediente Beatmungsgeräte entsprechend ausgestattet werden.

Eine weitere mögliche Steuergröße ist die Zeitdauer der Sauerstoffzugabe. Diese wird so gesteuert, daß sie lang genug ist, um Sauerstoff an die entsprechenden Teile der Lunge, d.h. Atemwege und Lungenhilfsräume, zu liefern, jedoch nicht so lang, daß Sauerstoff unverbraucht wieder ausatemt wird. Dies kann durch Messung der Sauerstoffkonzentration in der ausatemten Luft erfolgen, z.B. mit der Meßeinrichtung für die Sauerstoffkonzentration 19 in Fig. 1, oder durch die Sauerstoffkonzentration des Blutes (nicht dargestellt).

Entsprechend hoch entwickelte Atemhilfsgeräte oder Beatmungsgeräte können entsprechend ausgestattet sein, andere Anordnungen sind jedoch möglich.

Patentansprüche

1. Gerät zur Bereitstellung eines Atemgases mit wenigstens einer Atemgasquelle (4), einer Steuerung (12) für den Atemgasstrom und einer Gasförder-einrichtung (6) für den gesteuerten Atemgasstrom, wobei die Gasförder-einrichtung (6) mit wenigstens einer Sauerstoffquelle (16) verbunden ist, dadurch gekennzeichnet, daß die Atemgasquelle ein motorisch angetriebenes Gebläse (4) umfaßt.
2. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Gerät im Betrieb an einen verbraucherzeitigen Ende (7) der Gasförder-einrichtung (6) gegenüber dem Umgebungsdruck einen Staudruck von mehr als 400 Pa liefern kann.
3. Gerät nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Staudruck etwa 600 Pa beträgt.
4. Gerät nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1 oder einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Gerät ferner eine Richtungs-einrichtung (9) und eine Ventil-einrichtung (5) umfaßt, die mit der Steuerung (12) für den Atemgasstrom verbunden ist, wobei die Ventil-einrichtung (5) in einer ersten Betriebsstellung den Querschnitt der Gasförder-einrichtung (6) in Rich-

tung auf dessen verbraucherseitiges Ende (7) im wesentlichen freigeht und in einer zweiten Betriebsstellung den Querschnitt der Gasfördereinrichtung (6) überwiegend verschließt und/oder mit der Umgebung verbindet und wobei die Ventileinrichtung (5) in der ersten Betriebsstellung den Querschnitt der Rückströmeinrichtung (9) im wesentlichen verschließt und in der zweiten Betriebsstellung im wesentlichen freigeht.

5. Gerät nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Rückströmeinrichtung (9) in der Nähe des verbraucherseitigen Endes (7) der Gasfördereinrichtung (6) mit dieser verbunden ist.

6. Gerät nach einem der Ansprüche 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Gerät im Betrieb an dem verbraucherseitigen Ende (7) der Gasfördereinrichtung (6) einen Staudruck über dem Umgebungsdruck liefert, wenn sich die Ventileinrichtung (5) in der zweiten Betriebsstellung befindet.

7. Gerät nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Staudruck über dem Umgebungsdruck durch ein Druckregelventil (14) in der Rückströmeinrichtung (9) eingestellt wird, wenn sich die Ventileinrichtung (5) in der zweiten Betriebsstellung befindet.

8. Gerät nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Staudruck über dem Umgebungsdruck etwa 50–200 Pa beträgt, wenn sich die Ventileinrichtung (5) in der zweiten Betriebsstellung befindet.

9. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Gerät ferner eine Dosiereinrichtung (17) zur Zumesung einer zu fördernden Sauerstoffmenge zu dem Atemgas umfaßt und die Steuerung (12) die Dosiereinrichtung (17) beeinflußt.

10. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch wenigstens eine Meßeinrichtung (8, 10, 19) zur Bestimmung wenigstens eines Parameters des geförderten Gastromes, wobei die wenigstens eine Meßeinrichtung (8, 10, 19) die Steuerung (12) beeinflußt.

11. Gerät zur Bereitstellung eines Atemgases mit wenigstens einer Atemgasquelle (4), einer Steuerung (12) für den Atemgastrom und einer Gasfördereinrichtung (6) für den gesteuerten Atemgastrom, wobei die Gasfördereinrichtung (6) mit wenigstens einer Sauerstoffquelle (16) verbunden ist, gekennzeichnet durch wenigstens eine Meßeinrichtung (8, 10, 19) zur Bestimmung wenigstens eines Parameters des geförderten Gastromes, wobei die wenigstens eine Meßeinrichtung (8, 10, 19) die Steuerung (12) beeinflußt.

12. Gerät nach einem der Ansprüche 9 bis 11, gekennzeichnet durch wenigstens eine Meßeinrichtung (8, 10, 19) zur Bestimmung wenigstens eines Parameters des geförderten Gastromes, wobei die wenigstens eine Meßeinrichtung (8, 10, 19) die Steuerung (12) zur Beeinflussung der Dosiereinrichtung (17) Zumesung des zu fördernden Sauerstoffes zu dem Atemgas beeinflußt.

13. Gerät nach einem der Ansprüche 10 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die wenigstens eine Meßeinrichtung eine Gastrommeßeinrichtung (8) umfaßt.

14. Gerät nach einem der Ansprüche 10 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß die wenigstens eine Meßeinrichtung eine Gasdruckmeßeinrichtung (10)

umfaßt.

15. Gerät nach einem der Ansprüche 10 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß die wenigstens eine Meßeinrichtung eine Einrichtung (19) zur Bestimmung einer Gaskonzentration in dem Gastrom umfaßt.

16. Gerät nach einem der Ansprüche 10 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß die wenigstens eine Meßeinrichtung eine Einrichtung (19) zur Bestimmung der Sauerstoffkonzentration in dem Gastrom umfaßt.

17. Verfahren zur Bereitstellung eines Atemgases für Lebewesen (2) gekennzeichnet durch Erfassen wenigstens eines Parameters des geförderten Gastromes und Zumesung einer bestimmten Menge an Sauerstoff in Abhängigkeit von dem wenigstens einen erfaßten Parameter.

18. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Zumesung einer bestimmten Menge an Sauerstoff nach Erfassen eines vorbestimmten Wertes für den wenigstens einen Parameter erfolgt.

19. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Zumesung einer bestimmten Menge an Sauerstoff zu einem bestimmten Zeitpunkt nach Erfassen eines vorbestimmten Wertes für den wenigstens einen Parameter erfolgt.

20. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Zumesung einer bestimmten Menge an Sauerstoff zu einem bestimmten Zeitpunkt nach Erfassen des Beginns einer Einatmungsphase erfolgt.

21. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Zumesung einer bestimmten Menge an Sauerstoff proportional einem Spitzenwert eines Atemgastromes und/oder eines Atemgasdrucks in einem Atemzyklus erfolgt.

22. Verfahren nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß der Spitzenwert des Atemgastromes und/oder Atemgasdrucks bestimmt wird als Spitzenwert des Atemgastromes und/oder Atemgasdrucks in einem vorhergehenden Atemzyklus.

23. Verfahren nach Anspruch 21 oder 22, dadurch gekennzeichnet, daß der Spitzenwert des Atemgastromes und/oder Atemgasdrucks bestimmt wird als Mittelwert der Spitzenwerte des Atemgastromes und/oder Atemgasdrucks einer bestimmten Anzahl vorhergehender Atemzyklen.

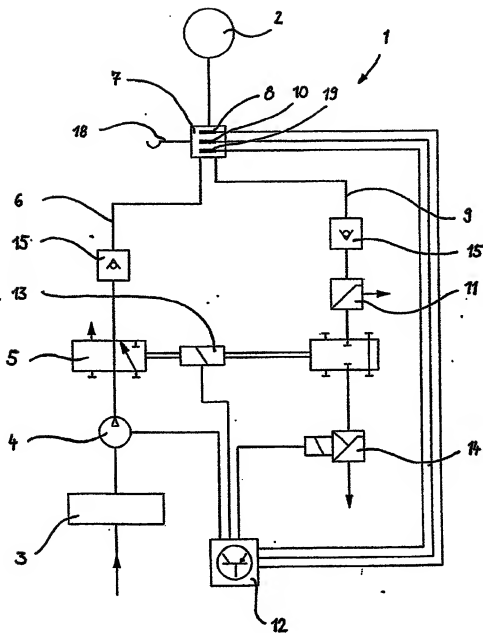
24. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Zumesung einer bestimmten Menge Sauerstoff zu dem Atemgas erfolgt in Abhängigkeit von einem erfaßten Wert der Sauerstoffkonzentration in dem ausgetatmeten Gas.

25. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Dauer der Sauerstoffabgabe der Sauerstoffquelle (16) bestimmt wird in Abhängigkeit von einem erfaßten Wert der Sauerstoffkonzentration in dem ausgetatmeten Gas.

26. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch die Verwendung eines Gerätes nach einem der Ansprüche 1 bis 16.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -



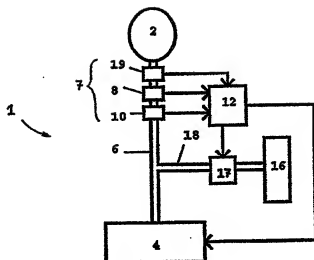


FIG. 2

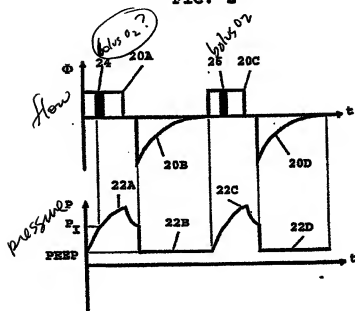


FIG. 3

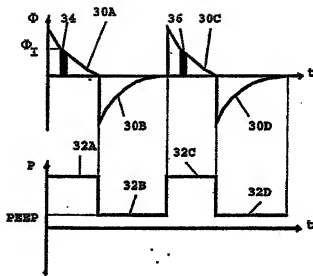


FIG. 4